

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-112728

(43)Date of publication of application : 24.04.2001

(51)Int.Cl.

A61B 5/0245

A61B 5/04

A61B 5/145

(21)Application number : 11-328612

(71)Applicant : ADVANCED MEDICAL KK

(22)Date of filing : 15.10.1999

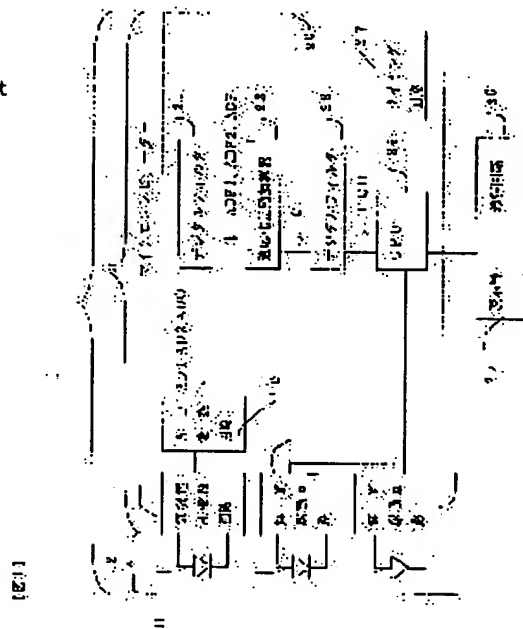
(72)Inventor : YANAGA AKIHIKO

(54) PULSIMETER

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To accurately calculate pulse rate by accurately recognizing pulsation waveforms when the body is moving.

SOLUTION: A pulsimeter includes; light emission elements emitting light rays of different wavelengths and adapted for producing pulsation plus body movement signals; a light receiving element outputting current signals on receiving the light rays of different wavelengths emitted by the light emission element for the body movement signals and reflected from or transmitted through the surface of a subject's a body; a current-to-voltage converting circuit for converting the current signals into voltage signals; an AD converter 10 for digitizing the voltage signals; and a microcomputer 20 controlling the timing of emission from the two light emission elements and causing AD conversion by the AD converter to coincide with the timing of emission from the two light emission elements and the timing of external light which is not emitted. The microcomputer has built therein a digital filter 21 for eliminating noise components in the high frequency range and noise components in the low frequency range, respectively, from the digital signals AD1, AD2, ADO derived from conversion by the AD converter.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

BEST AVAILABLE COPY

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2001-112728

(P2001-112728A)

(43) 公開日 平成13年4月24日(2001.4.24)

(51) Int. Cl. 識別記号

A61B 5/0245

5/04

5/145

FI

テコード (参考)

A61B 5/04

R 4C017

5/02

320

Z 4C027

320

P 4C038

5/14

310

審査請求 未請求 請求項の数4 書面 (全8頁)

(21) 出願番号 特願平11-328612

(22) 出願日 平成11年10月15日(1999.10.15)

(71) 出願人 597007927

アドバンスドメディカル株式会社

神奈川県津久井郡藤野町名倉355番地1号

(72) 発明者 彌永 秋彦

神奈川県津久井郡藤野町名倉355番地1号

アドバンスドメディカル株式会社内

Fターム(参考) 4C017 AA10 AA12 AB03 AC28 BC07

BC11

4C027 BB03 CC01 FF01 FF02 GG16

GG18

4C038 VB13 VB31 VC01

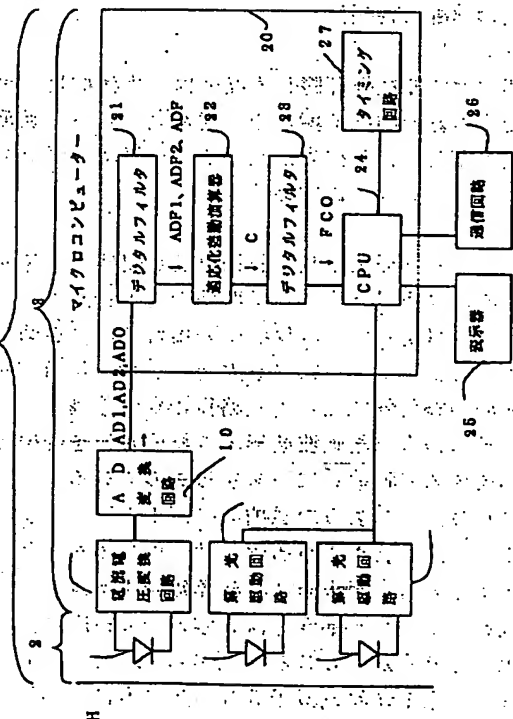
(54) 【発明の名称】 脈拍計

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 体動時の脈動波形認識を正確に行い、脈拍数を正確に算出する。

【解決手段】 異なる波長の光を発光する脈動+体動信号用の発光素子と、体動信号用の発光素子で体表面より反射もしくは透過する異なる波長の光を受光し、電流信号を出力する受光素子と、電流信号を電圧信号に変換する電流電圧変換回路と、電圧信号をデジタル化するAD変換器10と、2つの発光素子の発光タイミングを制御し且つAD変換器によるAD変換を2つの発光素子の発光タイミングと発光していない外光タイミングに対応させるマイクロコンピュータ20とを備え、マイクロコンピュータにはAD変換器で変換されたデジタル信号AD1、AD2、ADOから、高周波領域の雑音成分および低周波領域の雑音成分をそれぞれ除去するデジタルフィルタ21が内蔵される。

【図1】



【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体表面の反射により脈動信号と体動信号の合成された信号を検出する反射型光電脈波センサーで600nm未満の波長の発光素子と、前記発光素子の駆動回路と、生活の中で体動や運動時等の体動除去を目的とする600nm以上の波長の発光素子の光電センサーと、前記発光素子の駆動回路と、前記発光素子を受光する受光素子と、前記受光素子の電流出力を電圧に変換する電流電圧変換回路と、前記電流電圧変換回路よりの出力をデジタル信号に変換するAD変換器と、AD変換器よりのデジタル信号を高周波領域の雑音成分および低周波領域の雑音成分を除去するデジタルフィルターと、前記デジタルフィルターの出力から脈動成分を抽出する適応化差動演算器と、前記適応化差動演算器の出力の雑音成分を除去するデジタルフィルターと、前記発光素子の駆動回路と、前記AD変換器と、前記デジタルフィルターと、前記適応化差動演算器と、前記デジタルフィルターとを制御し且つ前記デジタルフィルター出力より脈拍数を演算するCPUと、前記測定結果を表示する表示器と、前記測定結果を通信する通信回路を有した脈拍計。

【請求項2】 前記、請求項1で得られた2波長以上のセンサー信号より体動成分を除去し、脈波成分を抽出する適応化差動演算方法。

【請求項3】 前記、請求項1、2で得られた雑音を含む脈波信号より脈拍数を算出するアルゴリズムおよび装置。

【請求項4】 スポーツ用または緊急通報用の脈拍計およびパルスオキシメータ等に用いる事を特長とする請求項1、2、3及び請求項単体の要素技術として用いる装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、生体信号の脈拍数を体動等の雑音がある環境で、光電センサーで脈動信号を検出するセンシング方法及びその信号より脈信号のみ抽出するアルゴリズムである。

【0002】

【従来の技術】 従来より、脈拍数を無侵襲且つ連続的に測定するには透過型または反射型の光電脈波センサーで指尖脈波、耳朶若しくは反射型の場合には体表面で動脈の脈動により生ずる組織通過光の脈動を利用するもので、血液の脈動分により光経路長の変化を測定して脈波にしてその得られた脈波波形より特徴波形を抽出して脈波間隔を求めて脈拍数に換算するものである。

【0003】 このような脈拍計は図11に示すように、人体の一部Hに装着されるセンサー部5.1と、センサー部5.1からの信号が入力され演算処理する測定部5.2とから成る。センサー部5.1は人体の一部H内に光を発光する第1光発光素子5.3と、人体の一部Hを反射する光を受光し、第1光発光素子5.3の光強度に対応した電流

信号若しくは電圧信号を出力する受光素子5.5とを備え、この第1光発光素子5.3と受光素子5.5とは、人体の一部Hを介し互いに同一面内もしくは互いに対向するように配置される。第1光発光素子5.3は第1光駆動回路5.4に接続され、この第1光駆動回路は後述するマイクロコンピュータ6.1に内蔵されたタイミング回路6.2により作られるタイミングにより制御される。

【0004】 測定部5.2は受光素子5.5から入力される光強度に対応した電流信号もしくは電圧信号（以下、電流信号の場合にのみ記述する。）を所定の電圧まで増幅する増幅回路5.6と、増幅回路5.6で増幅された光信号に対応する電圧信号を第1光駆動回路5.4の駆動タイミングにより第1光受光素子5.5の受光強度に対してサンプルホールドするサンプルホールド回路5.6と、サンプルホールド回路5.6の出力の該電圧信号に重畳された低周波領域の雑音成分（以下、「低周波雑音成分」という。）を除去する第1光HPF回路5.8と、第1光HPF回路5.8で低周雑音成分が除去された第1光の電圧信号に重畳された高周波領域の雑音成分（以下、「高周波雑音成分」という。）を除去する第1光LPF回路5.9と、第1光LPF回路5.9から入力されるアナログの電圧信号をデジタル信号に変換するAD変換器6.0およびタイミング回路6.2を制御するCPU6.1が内蔵されたマイクロコンピュータ6.5と、結果を表示する表示器6.3および外部への通信機能を行うための通信回路6.4を備えている。

【0005】 第1光HPF回路5.8は、電圧信号を増幅する増幅器と、増幅器で増幅された電圧信号から低周波雑音成分を除去するハイパスフィルターとを、有している。（ハイパスフィルターのみ有している場合もある。）また、第1光LPF回路5.9でAC処理された電圧信号に重畳された高周波雑音成分を除去するローパスフィルターを有している。

【0006】 このように構成された脈拍計5.0の測定動作について、図1.2に示すタイミングチャートを用いて説明する。人体の一部Hにセンサー部5.1を装着すると、CPU6.1はタイミング回路6.2により作られるタイミングによって第1光発光駆動回路5.4を制御して、第1光発光素子5.3を駆動させる。第1光発光素子5.3から発光された第1光は人体表面より入射して反射することにより減衰され且つ脈動信号を含む光信号を受光素子5.5に受光される。受光素子5.5はこの減衰された第1光の強度に対応した電流または電圧を出力し、この出力は増幅器5.6により増幅され、タイミング回路6.2により制御された発光タイミングでサンプルホールド回路5.7によりサンプルホールドされる。

【0007】 第1光HPF回路5.8に接続された第1光の電圧信号は、第1光HPF回路5.8で該電圧信号に重畳された低周波雑音成分が除去される。この低周波雑音成分が除去された第1光の電圧信号は、第1光LPF回

路59で第1光に重畳された高周波雑音成分が除去される。

【0008】このように、HPF処理、LPF処理された第1光電圧信号は、CPU61による制御で駆動されたAD変換器60によって、第1光LPF回路59から入力される電圧信号をデジタル信号に変換される。

【0009】得られたデジタル信号は、CPU61によって所定のデジタル演算処理が行われ、脈拍数が算出され、表示器63により結果表示され、通信回路64により外部にたいして結果が通信される。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】測定が安静に行なわれている場合には第1光HPF回路58及び、第1光LPF回路59で得られる電圧出力は、脈動波形成分が良く見られる波形である。しかしながら、運動している場合や動いている場合には、図4の(a)に示すように、第1光HPF回路58及び、第1光LPF回路59で得られる電圧出力は運動中や動いている場合の体動周波数成分が脈動成分と殆ど同じような成分も含まれているため第1光HPF回路58及び、第1光LPF回路59では除去できないで雑音成分が重畳された電圧信号である為に、運動中や体動がある場合にはCPU61が雑音成分で間違った脈拍数を算出してしまう問題があった。

【0011】また、現在用いられている反射式の脈動センサーは、生体より得られる脈動信号強度が透過式の脈動センサーより極端に小さく、全体の増幅率を大きくする必要があるので、一寸した体動でも雑音成分でCPU61が雑音成分で脈拍数を算出してしまう問題があった。

【0012】本発明は、このような従来の難点を解決するためになされたもので、運動中や体動での雑音成分を除去し、雑音成分が大きい環境(信号)でも脈拍数を測定できることを目的とする。

【0013】

【課題を解決する為の手段】このような目的を達成する本発明の脈拍計は、生体の表面及び表皮に脈動+体動(雑音)検出用の波長が短い発光素子と、体動(雑音)検出用の波長が長い発光素子と2つの異なる波長の光を発光する2つ以上の発光素子(以下、2つの場合のみ記述する。)と、反射する異なる波長の光を受光し、それぞれの波長の光強度に対応した電流信号または、電圧信号を出力する受光素子と、受光素子から出力される電流信号を電圧信号に変換する電流電圧変換回路と、電流電圧変換回路から出力される電圧信号をデジタル化するAD変換器と、2つの発光素子の発光タイミングを制御し且つAD変換器によるAD変換を2つの発光素子の発光タイミングに対応させるマイクロコンピュータとを備えた脈拍計であって、マイクロコンピュータにはAD変換器で変換されたデジタル信号から高周波領域の雑音成分および低周波領域の雑音成分をそれぞれ除去するデ

ジタルフィルタが内蔵され、雑音成分をある程度除去した、脈動と体動をセンシングする波長が短い発光素子により受光された脈動+体動信号(以下、「脈動+体動信号」という。)と体動のみをセンシングする波長が長い発光素子により受光された体動信号(以下、「体動信号」という。)の2つの信号で、2つのセンサーより得られた信号は殆ど同じ時間の波形であるために、2つの信号の位相および振幅が同じであれば、脈動+体動信号と体動信号を差動を取る(以下、「適応化差動演算」という。)ことにより脈動のみを抽出できるCPU処理が内蔵されたものである。

【0014】また、本発明においてのデジタルフィルタは、直線位相特性であるFIR型若しくはCIC型を用いる。このように構成された本発明の脈拍計は電流電圧変換回路から出力された電圧信号をAD変換器でデジタル化させ、AD変換器でデジタル化されたデジタル電圧信号はマイクロコンピュータに内蔵されたデジタルフィルタによって低周波領域の雑音成分および高周波領域の雑音成分がそれぞれ除去され、脈動+体動信号と体動信号のそれぞれの信号を適応化差動演算することにより脈動成分のみ抽出された信号を、適応化差動演算することで発生する雑音成分(演算誤差、データー長による誤差、位相誤差、振幅誤差が演算およびAD変換精度により発生する場合がある)除去が必要があればもう一度デジタルフィルタによって低周波領域の雑音成分および高周波領域の雑音成分を除去される。これにより、マイクロコンピュータで脈拍数を求めるための所定の演算処理を行うことが可能になるので、体動中でも脈拍数を算出することが可能になる。

【0015】このように、AD変換後に高周波領域の雑音成分および低周波領域の雑音成分を除去することができ、脈動+体動信号と体動信号をデジタル的に適応化差動演算することにより体動信号を除去することができるので、体動等がある環境でも脈拍数測定が可能になる。また、デジタル的に処理しているためにIC化が容易になり、これにより、小型化、省電力化が図れるようになる。

【0016】

【本発明の実施の形態】以下、本発明の脈拍計の実施の一形態について図面を参照して説明する。本発明の脈拍計は図1に示すように、人体の一部H、例えば指、手首、腕、首、耳朵等に装着されるセンサー部2と、センサー部2からの信号が入力され演算処理する測定部3とから成る。センサー部2は生体の表面、組織内に異なる波長の光を発光する第1光発光素子5および第2光発光素子6と、組織または表面から反射するまたは透過する(以下、反射の場合について記述する。)異なる波長の光を受光し、第1光発光素子5および第2光発光素子6の各波長の光強度に対応した電流信号を出力する受光素子4とを備え、この第1光発光素子5および第2光発光

素子6と受光素子4とは組織、表面、例えば手首Hに互いに同一面に配置される。第1光発光素子5は第1光駆動回路8、第2光発光素子6は第2光駆動回路9にそれぞれ接続され、この第1光駆動回路5および第2光駆動回路6は後述するマイクロコンピュータ20に内蔵されたタイミング回路27により作られるタイミングによって制御される。

【0017】測定部3は受光素子4から入力される光強度に対応した電流信号を電圧信号に変換する電流電圧変換回路7と、受光素子4が電圧信号で出力される場合には電流電圧変換回路7の代わりに電圧増幅器を配置する。(以下、電流電圧変換回路7の場合について記述する。)電流電圧変換回路7から出力される電圧信号をデジタル化するAD変換器10と、デジタルフィルターである帯域通過型フィルター21、タイミング回路27およびCPU24が内蔵され第1光駆動回路8、第2光駆動回路9およびAD変換器10を制御するマイクロコンピュータ20と、マイクロコンピュータ20のCPU24からの演算データを表示する表示部25とCPU24と外部との通信を行う通信部26とを備えている。

【0018】マイクロコンピュータ20に内蔵された帯域通過型フィルター21の周波数特性は図2に示すように脈動の周波数帯域を通過させる特性となっている、例えば脈拍数30拍/分の場合には0.5Hzであり、脈拍数240拍/分の場合には4Hzである。この例は余裕をみて0.25~12.5Hzの帯域通過型フィルターの設計になっている。したがって、図3の(a)に示すように、直流成分(DC)および50Hzまたは60Hzの商用電源ノイズ(ハムノイズ)が重畳した波形を図3の(b)に示すように除去できる。このことから、AD変換器10から出力されるデジタル信号から高周波領域の雑音成分および低周波領域の雑音成分を同時に除去することができる。

【0019】また、マイクロコンピュータ20に内蔵されたタイミング回路27はCPU24からの制御に基づき、第1光発光素子5および第2光発光素子6の発光タイミングを第1光駆動回路8および第2光駆動回路9を介して制御させる。さらに、CPU24はこの発光タイミングに対応させてAD変換器10によるAD変換を制御すると共に、高周波領域の雑音成分および低周波領域の雑音成分が除去されたデジタル信号から脈動成分のみ抽出するために脈動信号+体動信号ADF1と体動信号ADF2の差動演算を行いその出力を最小にする最小2乗法により出力結果の総和が最小になるように脈動信号+体動信号ADF1と体動信号ADF2の大きさを比を調整する、例えば図4の(a)に示す脈動信号+体動信号ADF1と(b)に示す体動信号ADF2は波形の大きさが異なる、これは2つの波長が異なるために生体表面での反射係数、生体組織での吸光度、受光素子の波

長に対する感度が異なるためである。図5の(a)に示すように、このために単純に脈動信号+体動信号ADF1から体動信号ADF2の差分を取っただけでは図5の(b)に示すように本来の大きさが異なるために、差分のみ示されて本来の脈動成分が体動成分より小さくなり、見つけることができない。

【0020】しかしながら、差分を取るために、例えば体動信号ADF2を、図4の(c)に示すように、ある倍率にして差動を行えば、差動の結果の2乗和が図4の(b)より小さくなる。このように結果の2乗和が最小になるようになるある倍率を変化させていけば2乗和が最小になるところが判る。この事を最小2乗法と呼ぶ。このように最小2乗法を用いて結果が最小になったところで、脈動成分を抽出する方法を適応化差動演算と呼び、その演算を実施するところを適応化差動演算器22とする。適応化差動演算を適応化差動演算器22で行うことにより、2つの信号の異なる成分のみを抽出する。この際、脈動信号+体動信号ADF1と体動信号ADF2のデジタル信号の質(振幅、AD変換分解能、演算分解能および帯域通過型フィルターの特性)により、適応化差動演算器22の出力に演算雑音成分が重畳する場合には、必要に応じてもう一度適応化差動演算器22の出力を帯域通過型フィルター23に通して高周波領域の雑音成分および低周波領域の雑音成分を除去する。適応化差動演算器22の出力波形を図5の(b)に示し、適応化差動演算器22の出力波形を帯域通過型フィルター23を通した波形を図6に示す。適応化差動演算器22の出力は波形はAD変換器の量子化誤差、適応化差動演算による演算の丸め誤差および適応化差動演算のたたみこみ誤差を含んだ雑音成分を、より一層の波形整形が必要な場合には、このように適応化差動演算器22で発生した雑音成分を帯域通過型フィルター23を通すことにより除去できる。

【0021】このようにして、雑音成分の中から脈動成分が抽出された波形を図7に示す。このような波形から脈拍数を脈波間隔Tmmから内蔵するマイクロコンピュータ20により求める1例を示す。

【0022】帯域通過型フィルター23の出力より脈動波形のボトムおよびピークを求め、同様に次の脈動波形よりボトムおよびピークを求め、前脈動のピークとの間隔Tmmを求める。このようにして求めたTmmより、脈動間隔が30拍/分は脈動間隔では2000msでありそれ以上の脈動間隔および脈動間隔が220拍/分は脈動間隔は273msでありそれ以下の脈動間隔は脈動間隔として採用せず、2000msから273msの範囲にある脈動間隔採用する。この脈動間隔を用いて脈動間隔のヒストグラム(頻度表)を、横軸273msから499ms、500msから999msおよび1000msから2000msの時間間隔でヒストグラムを8拍分の脈動間隔より図8のように作成する。図8のように

得られた脈動間隔ヒストグラムより脈動数の最大頻度の範囲を選ぶ。この最大頻度の総脈動数(i)と最大頻度の総脈動間隔 $\Sigma T_{mm}(i)$ の総和と脈動数を除して式(1)により平均脈動間隔 $T(a)$ を算出する。

$$T(a) = \Sigma T_{mm}(i) / (i) \quad \text{——式(1)}$$

得られた $T(a)$ より、分時の脈拍数(PR)は式

(2)より求められる。

$$PR = 60 \times 1000 / T(a) \quad \text{——式(2)}$$

【0023】このように構成された脈拍計1の測定動作について、図9にタイミングチャートおよび図10に示すフローチャートを用いて説明する。なお、AD変換器は、マイクロコンピュータに内蔵されていないものを使用する場合について説明する。

【0024】例えば手首表面Hにセンサー部2を装着すると、CPU24はタイミング回路27により作られるタイミングによって第1光駆動回路8を制御して第1光発光素子5を駆動させる。第1光発光素子5から発光された第1光は手首表面Hの表面および近深組織で反射することにより減衰され受光素子4に受光される(ステップ101、102、103、104)。受光素子4は、この減衰された第1光の強度に対応した信号電流を出力し、この出力電流は電流電圧変換回路7により電圧信号に変換される。CPU24は第1光発光素子5が発光している間に、AD変換器10によってこの電圧信号をデジタル電圧信号(以下、「第1光デジタル信号」という。)AD1に変換させ、この第1光デジタル信号AD1を帯域通過型フィルター21に通過させる。これにより第1光デジタル信号AD1から高周波領域の雑音成分および低周波領域の雑音成分を同時に除去することができる(ステップ111)。

【0025】この後、CPU24はタイミング回路27により作られるタイミングによって第2光発駆動回路9を制御して、第2光発光素子6を駆動させる。第2光発光素子6から発光された第2光は手首表面Hの表面および近深組織で反射することにより減衰され受光素子4に受光される(ステップ105、106、107、108)。受光素子4は、この減衰された第2光の強度に対応した信号電流を出力し、この出力電流は電流電圧変換回路7により電圧信号に変換される。CPU24は第2光発光素子6が発光している間に、AD変換器10によってこの電圧信号をデジタル電圧信号(以下、「第2光デジタル信号」という。)AD2に変換させ、この第1光デジタル信号AD2を帯域通過型フィルター21に通過させる。これにより第2光デジタル信号AD2から高周波領域の雑音成分および低周波領域の雑音成分を同時に除去することができる(ステップ111)。

【0026】更に、CPU24はタイミング回路27により作られるタイミングによって第1光および第2光の発光終了後に発光が無い手首表面での環境(信号)の光量を測定するために、第1光発光および第2光発が無い

場合の光強度を受光素子4に受光させる(ステップ109、110)。受光素子4は、この外光の強度に対応した信号電流を出力し、この出力電流は電流電圧変換回路7により電圧信号に変換される。CPU24は第2光発光素子6の発光終了および第2光発のAD変換後に、AD変換器10によってこの電圧信号をデジタル電圧信号(以下、「外光デジタル信号」という。)ADOに変換させ、この第1光デジタル信号ADOを帯域通過型フィルター21に通過させる。これにより外光デジタル信号ADOから高周波領域の雑音成分および低周波領域の雑音成分を同時に除去することができる(ステップ111)。

【0027】高周波領域の雑音成分および低周波領域の雑音成分が除去された第1光デジタル信号ADC1、第2光デジタル信号ADC2および外光デジタル信号ADOはそれぞれCPU24にて体動等の雑音成分を取り除き脈動の信号成分を抽出させるために、第1光デジタル信号ADC1、第2光デジタル信号ADC2の2つのデジタル信号を適応化差動演算を行う適応化差動演算器22を通過させ脈動の信号成分Cを得る。これにより第1光デジタル信号ADC1の中に含まれている脈動の信号成分を抽出することができる。この時に外光デジタル信号ADOは適応化差動演算器22内で適応化差動演算の際の、第1光デジタル信号ADC1および第2光デジタル信号ADC2の基線補正用のデータとして用いる(ステップ112、113)。

【0028】更に、第1光デジタル信号ADC1、第2光デジタル信号ADC2および外光デジタル信号ADOのより適応化差動演算器22内で適応化差動演算を通過させ、脈動の信号成分Cに演算による丸め誤差、AD変換器の分解能誤差、位相誤差が多く含まれている場合には、必要に応じて、帯域通過型フィルター23を通過させる。これにより脈動の信号成分Cから高周波領域の雑音成分および低周波領域の雑音成分を同時に除去することができる(ステップ114)。

【0029】高周波領域の雑音成分および低周波領域の雑音成分が除去された脈動の信号成分FCOはCPU24にて、自己相関演算(A-COR)が実施されて自己相関波形のピークおよび波形のボトムも検出され、更に、次の波形のピークおよびボトムは検出され、波形の間隔Tmmが演算される(ステップ115、116)。

【0030】波形の間隔Tmmが演算されると、図8に示すように8拍毎に、Tmmが273msから499ms、500msから999msおよび1000msから2000msのどれかにTmmが入るかのヒストグラムを作成し、このヒストグラム間隔で波形の間隔の脈拍数の総和を作成し、このヒストグラムで1番頻度が高い間隔のTmmを用いて脈拍数を演算する(ステップ117)。

【0031】また、本実施の一形態においてはデジタル

フィルターとして帯域通過型フィルターを使用した。これに限らず、高周波領域の雑音成分を除去するローパスフィルターおよび低周波領域の雑音成分を除去するハイパスフィルター、電源のハム雑音成分を除去する櫛形フィルターのいずれか一方および両方を使用しても良い。また、本実施の一形態においてはAD変換器はマイクロコンピュータに内蔵しないタイプを使用していたが、マイクロコンピュータに内蔵されているものも使用しても良い。また、本実施の一形態においては受光素子に電流出力のものを使用した。これに限らず、電圧出力のものも使用しても良い。また、本実施の一形態においては脈動の信号を抽出後に、雑音成分を除去する帯域通過型フィルターを使用した。これに限らず、高周波領域の雑音成分を除去するローパスフィルターおよび低周波領域の雑音成分を除去するハイパスフィルター、電源のハム雑音成分を除去する櫛形フィルターのいずれか一方および両方を使用しても良い。また、本実施の一形態においては脈動の信号を抽出後に、雑音成分を除去する帯域通過型フィルターを使用した。雑音成分が少ない演算器を用いた場合には、この帯域通過フィルターの処理を省略しても良い。また、本実施の一形態においては外光の信号による雑音成分を除去するために光による信号成分を外光により補正して使用したが、外光の信号成分を使用しなくても良い。

【0032】さらに、本実施の一形態においてタイミング回路、デジタルフィルターおよび適応化差動演算器をマイクロコンピュータに内蔵したが、CPUコアに構築しても良い。

【0033】最適化差動演算を実施する場合に差動結果の評価関数として最小2乗法を用いているが、評価関数として絶対値の総和をもちいても良い。

【0034】

【発明の効果】以上、説明したように、本発明の脈拍計によれば、2つの異なる波長での信号をAD変換器でAD変換されたデジタル信号を、マイクロコンピュータに内蔵されたデジタルフィルターによって高周波領域の雑音成分および低周波領域の雑音成分をそれぞれ除去し、外光による2つの異なるデジタル信号を補正し、2

つの異なるデジタル信号の適応化差動演算を行うことによって、体動成分の除去をおこなうことにより、体動時でも体動による雑音成分による誤測定されことなく測定を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の脈拍計の実施の一形態を示すブロック図。

【図2】図1に示す脈拍計に使用される帯域通過型フィルターの一形態の伝達特性を示すグラフ。

【図3】図1に示す脈拍計に使用される帯域通過型フィルターによる処理を示す図で、(a)は帯域通過型フィルターに入力する入力波形図、(b)は通過後の波形図。

【図4】図1に示す脈拍計で、体動がある場合の、

(a)は脈動+体動センサーの図3に示される帯域通過型フィルター通過後のデジタル信号波形図、(b)は体動センサーの図3に示される帯域通過型フィルター通過後のデジタル信号波形図。

【図5】図1に示す脈拍計で、(a)は図4に示される(a)の脈動+体動センサーのデジタル信号波形と(b)の体動センサーデジタル信号波形を単純差動演算する模式図、(b)は単純差動演算後のデジタル信号波形図。(c)は前記デジタル信号波形を適応化差動演算する模式図、(d)は適応化差動演算後のデジタル信号波形。

【図6】図1に示す脈拍計で、図5に示される(b)の波形を帯域通過型フィルター通過後の波形図。

【図7】図1に示す脈拍計の動作タイミングチャート図。

【図8】図1に示す脈拍計の脈拍数演算のためのヒストグラム図。

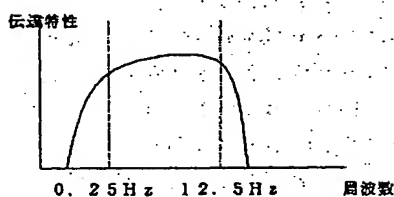
【図9】図1に示す脈拍計のマイクロコンピュータによる動作タイミングチャート図。

【図10】図1に示す脈拍計のフローチャート図

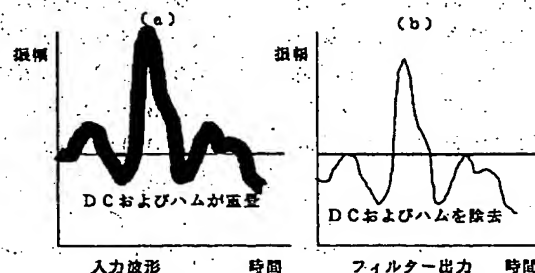
【図11】従来の脈拍計の実施の一形態を示すブロック図。

【図12】従来の脈拍計の動作タイミングチャート図。

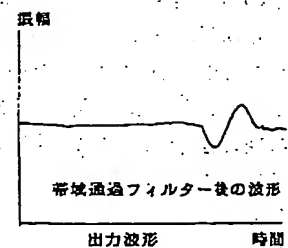
【図2】



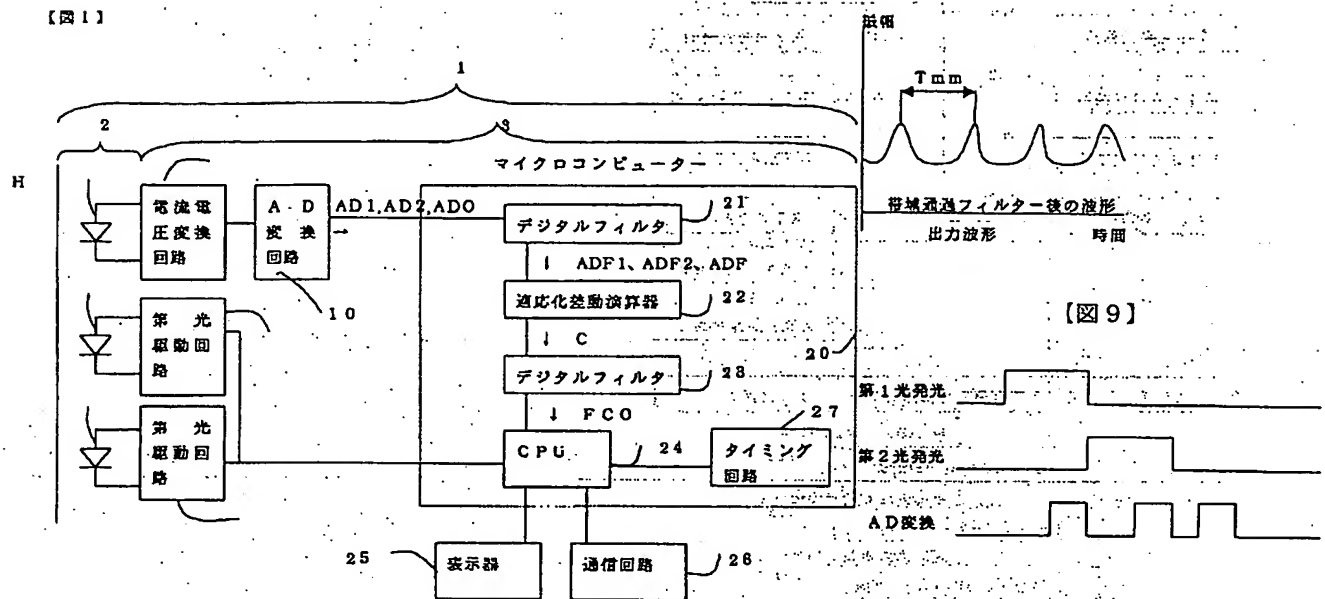
【図3】



【図6】



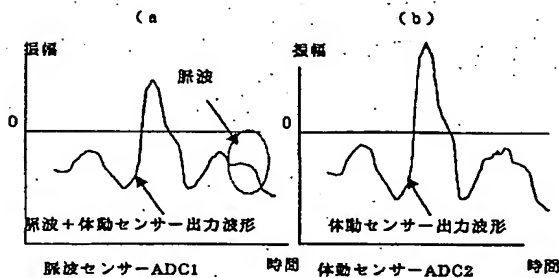
【図1】



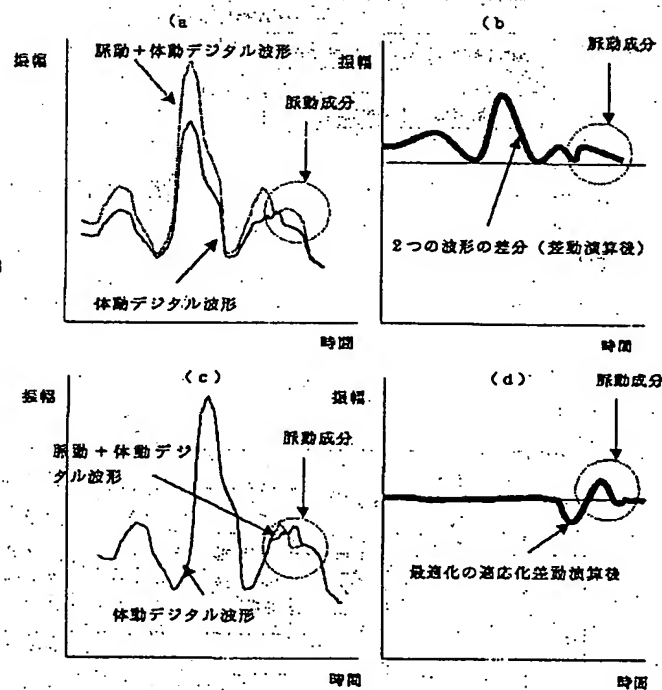
【図7】

【図9】

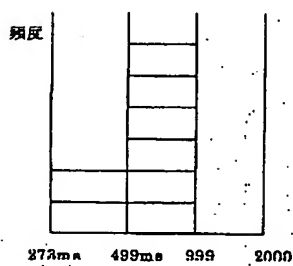
【図4】



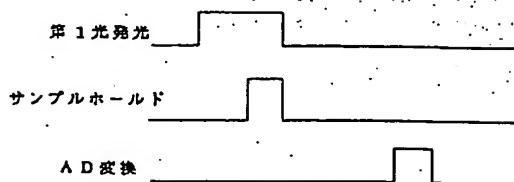
【図5】



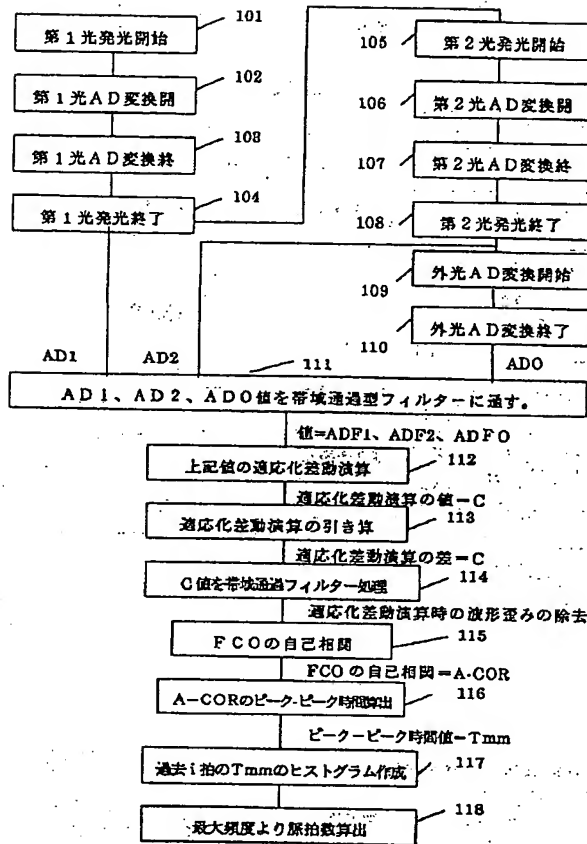
【図8】



【図12】



【図10】



【図11】

【図11】

